

放疗大孔径CT模拟定位机的验收服役测试与质控方案设计

王美娇, 刘嘉诚, 姚凯宁, 弓健, 冯仲苏, 蒋璠, 周舜, 蒲亦晨, 陈吉祥, 吴昊, 杜乙

北京大学肿瘤医院暨北京市肿瘤防治研究所放疗科/恶性肿瘤发病机制及转化研究教育部重点实验室, 北京 100142

【摘要】CT模拟定位在放疗中提供原始坐标定位和复位等功能,为放疗提供影像与坐标信息。通过电子密度标定,校正组织不均匀性,为放疗计划系统剂量计算提供支持。本文结合相关国家标准、国际指南、CT模拟定位机临床功能与本中心实践经验,提出一套适用于放疗大孔径CT模拟定位机验收与服役测试方案。可指导和协助新科室进行较为全面、安全且可行的验收服役测试流程,内容包括CT模拟定位机的机械、图像质量、辐射剂量、放疗相关项及安全性5个方面检测项目的参考方法和容差标准,用以保证模拟定位过程的安全性及精确性,使患者生存获益。

【关键词】大孔径CT模拟定位机;验收测试;服役测试;质控设计方案;放射治疗

【中图分类号】R318;R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2024)12-1460-13

Acceptance and commissioning tests for big bore CT simulator and quality control scheme

WANG Meijiao, LIU Jiacheng, YAO Kaining, GONG Jian, FENG Zhongsu, JIANG Fan, ZHOU Shun, PU Yichen, CHEN Jixiang, WU Hao, DU Yi

Key Laboratory of Carcinogenesis and Translational Research (Ministry of Education)/Department of Radiotherapy, Peking University Cancer Hospital & Institute, Beijing 100142, China

Abstract: CT simulator has the functions such as original coordination positioning and radiotherapy resetting, and it can provide image and coordinate information for radiotherapy. Through electronic density calibration, tissue inhomogeneity correction is carried out for supporting dose calculation in treatment planning system. With reference to relevant national standards, international guidelines, clinical functions of CT simulator and the practical experience of the center, a set of acceptance and commissioning testing scheme suitable for big bore CT simulator is presented, aiming to guide and assist the newly opened department in conducting comprehensive, safe and feasible acceptance and commissioning tests. The scheme includes the reference methods and tolerance standards of CT simulator machinery, image quality, radiation dose, radiotherapy related items and safety, so as to ensure the safety and accuracy of CT simulation and survival benefits.

Keywords: big bore CT simulator; acceptance test; commissioning test; quality control scheme; radiotherapy

前言

随着精确放疗的发展,放疗流程中各个环节的验收、服役和质量控制是必不可少的^[1]。为达到精确放疗的要求,国际和国家制定了一系列验收和质控方法及标准。精确CT定位是保证放疗的关键环节^[2-4]。大孔径CT模拟定位机能够满足不同患者在

不同体位的定位扫描要求。与常规诊断CT相比,CT模拟定位机不仅为放疗提供影像学信息,同时考虑到图像质量和剂量学带来的影响,还在放疗中充当原始坐标定位、甚至复位等功能,通过电子密度标定,校正组织不均匀性,为放疗计划系统剂量计算提供支持^[4-8]。但是在放疗过程中,大多数人关注治疗时影像带来的辐射风险^[9]、图像质量的好坏^[10]和位置精度的误差等^[11],而对CT模拟定位机的关注度不够^[4,12-13],其机械性能和图像质量引起的系统误差存在于患者的整个治疗过程,相关标准和参考指南也很少,新颁布的质控指南涵盖内容不够全面。

本文参考国家和国际相关标准、结合专家共识和质控指南,总结出一套较为全面的验收服役测试与质控方案,基于飞利浦大孔径CT模拟定位机来探讨所有

【收稿日期】2024-05-10

【基金项目】国家自然科学基金(12375335);北京市自然科学基金(1202009)

【作者简介】王美娇,硕士研究生,工程师,研究方向:放射医学,E-mail: 18301663962@163.com

【通信作者】杜乙,博士,高级工程师,研究方向:医学物理,E-mail: yidu_rt@163.com

模拟定位机的共性问题,旨在指导和协助新开科室进行较为全面、安全且可行的验收服役测试流程,保证模拟定位的安全性及精确性,同时提供一套适用于放疗大孔径CT模拟定位机验收与服役测试方案。

1 术语定义与规范性参考文献

验收测试(Acceptance)是指X射线诊断设备安装完毕或设备重大维修后,为鉴定其性能指标是否符合约定值进行的质量控制检测^[14-15],分为厂家验收、卫生检测机构验收和用户验收3部分。厂家验收是根据厂家的指定内容出示相应的验收报告,卫生检测机构验收是根据国家的规章制度进行的必要项目内容检测,厂家验收与机构验收的检测相对单一。临床机构在卫生检测机构验收后会根据自己的临床实践需求进行临床测试阶段。服役测试(Commissioning),又称临床调试,是临床机构根据自己的临床实践需求和配置环境要求,收集系统的基准状态数据,为质控做参考,开展必要的系统设置与数据标定,使系统处于临床可用状态。

本中心结合相关法规、指南、文献与临床经验,验收与服役测试应包括5方面内容:机械、图像质量、成像剂量、放疗相关项及安全性。本文以放疗常用工具与典型检测方法为参考,以本中心新装机的CT模拟定位机为示例,做如下方案、方法与结果展示。

1.1 验收与服役测试示例

北京大学肿瘤医院新装机的飞利浦大孔径CT模拟定位机(Philips Big Bore RT)是一款16排大孔径放疗专用CT模拟定位机,孔径直径85 cm,探测器Z向呈非等宽排列,总宽度2.4 cm,成像矩阵最大为1 024×1 024,真实成像视野(Scan Field of View, SFOV)为60 cm,拓展成像视野(Extend Field of View, EFOV)为70 cm。系统配备了碳纤维结构平板床、内激光系统、呼吸门控系统和TumorLoc放疗图像处理工作站,另有高压注射器、可移动外激光定位系统、光学体表呼吸门控等第三方辅助系统。

1.2 验收及服役测试内容规范性参考文献

CT模拟定位机验收及服役测试主要参考国标(GB 17589-2011)X射线计算机断层摄影装置质量保证检测规范^[14]、中华人民共和国国家职业卫生标准(GBZ 165-2012)X射线计算机断层摄影放射防护要求^[15]、中华人民共和国卫生行业标准(WS 519-2019)X射线计算机体层摄影装置质量控制检测规范^[16]、国家计量检定规程(JJG 1179-2021)医用诊断螺旋计算机断层摄影装置(CT)放射治疗模拟定位X射线辐射源检定规程^[17]、国家计量检定规程(JJG 961-2017)医用诊断螺旋计算机断层摄影装置(CT)X射线辐射源检定规程^[18]、美国医学物理学家学会(American

Association of Physicists in Medicine, AAPM)TG-66号报告^[4]、TG-76号报告^[19]、TG-142号报告^[20]、TG-198号报告^[21]、国家放射性防护委员会(National Council on Radiation Protection and Measurements, NCRP)99号报告^[22]、国际电工委员会(International Electrotechnical Commission, IEC)61217报告^[23]、加拿大医学物理学家组织(The Canadian Organization of Medical Physicists, COMP)报告^[3,24]、加拿大卫生部安全法规(Health Canada Safety)35号报告^[25]、国家癌症中心/国家肿瘤质控中心发布的CT模拟机质量控制指南^[26]、中华医学会放射肿瘤治疗学分会放疗技术学组和中国医师协会医学技师专业委员会发布的CT模拟定位技术临床操作指南中国专家共识(2021版)^[8]。

1.3 检测项目、参考方法与示例

本中心结合以上相关法规、参考指南、质控指南与临床经验及CT模拟定位机临床功能,验收和服役测试内容及指标包括:机械、图像质量、成像剂量学、放疗相关项、安全性5方面。

1.3.1 测试模体及工具 (1)机械测试模体及工具包括:固体水、测量精度为0.5 mm的钢板尺(分度值≤0.5 mm、最大允许误差:±0.25 mm)、SPI-TRONIC Pro3600数字水平仪、铅点、激光定位灯检测模体或Pentaguide模体、激光水平仪。(2)图像质量测试模体及工具包括:厂家提供的水模体和美国Phantom Laboratory Catphan604模体。(3)成像剂量学测试模体及工具包括:德国PTW TW30009 CT电离室(10 cm长)、PTW UNIDOS weblin静电计、PTW头部和体部一体式CTDI模体、线缆、温度计、气压表、胶片、扫描仪和支架。(4)放疗相关项测试模体及工具包括:QUASAR呼吸运动模体、美国Gammex_1467型号头部和体部一体式CT电子密度模体、CTDI体部模体、固体水、电离室和金属丝。(5)安全性测试模体及工具包括:防护检测仪。

1.3.2 机械

1.3.2.1 CT定位床精度 工具:固体水、钢板尺、数字水平尺和铅点。

方法:(1)CT定位床移动精度。如图1所示,CT定位床负载≥75 kg,采用固体水将钢板尺固定在床上并保证钢板尺与床面运动方向平行,分别移床至300和500 mm,用钢板尺测量实际移动的距离与设定距离的偏差^[27]。(2)CT定位床测量精度。如图2所示,将CT定位床重复移至500 mm,采用钢板尺测量3次^[27]。(3)CT定位床升降到位精度。如图3所示,将固体水放置治疗床上,钢板尺垂直于固体水,分别升降床50和100 mm,测量实际移动的距离与设定距离

的偏差。(4)CT定位床面与水平面的平行度精度。如图4所示,将数字水平尺置于CT定位床的头部、中部和尾部,分别选择3个测量点,测量横向与纵向水平度^[27]。(5)CT定位床纵向移动与扫描中心层面的垂直性。如图5所示,在CT定位床上按照内激光灯的位置

放置两个铅点,使床在纵向移动过程中两个铅点均能与内激光灯对齐。采用头部扫描协议扫描,通过扫描图像上的铅点坐标值与定位床上铅点的距离计算定位床纵向移动方向与扫描平面的垂直性。

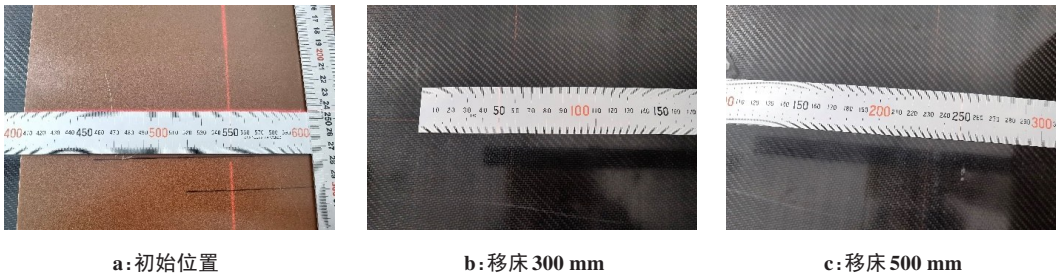


图1 CT定位床移动精度示意图
Figure 1 CT couch movement accuracy

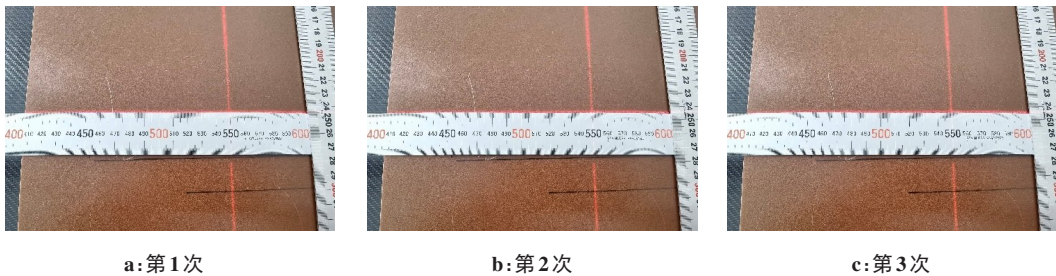


图2 CT定位床测量精度示意图
Figure 2 CT couch measurement accuracy

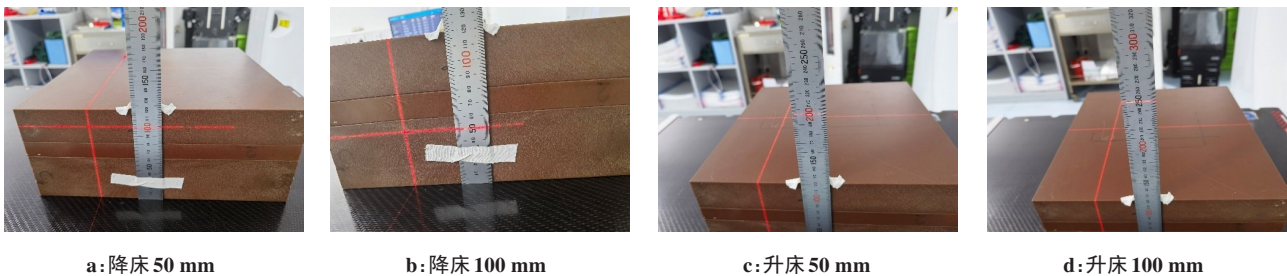


图3 CT定位床升降到位精度示意图
Figure 3 CT couch vertical accuracy

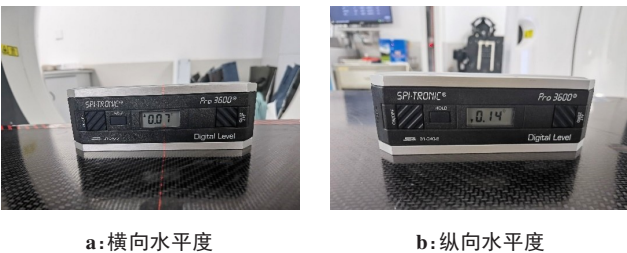


图4 CT定位床面与水平面的平行度精度示意图
Figure 4 CT couch parallel accuracy

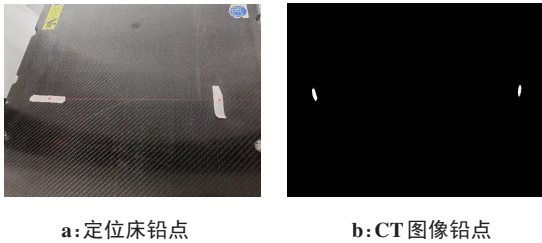


图5 CT定位床纵向移动与扫描中心层面的垂直性示意图
Figure 5 Verticality between CT couch longitudinal movement and the scanning center plane

其他方法:CT定位床面与水平面的平行度精度采用床板扫描法^[26];定位床纵向移动与扫描中心层面的垂直性采用激光灯检测法^[26]。

验收指标:CT定位床移动精度、测量精度和升降床到位精度均为 $\pm 1\text{ mm}$ ^[17, 20, 26];CT定位床面与水平面的平行度精度小于 3.5 mm/m ^[17, 20];CT定位床纵向移动与扫描中心层面的垂直性为 $\pm 2\text{ mm}$ ^[20, 26]。

结果:CT定位床移动精度、测量精度和升降床到位精度的偏差均小于 1 mm ,CT定位床面与水平面的平行度精度小于 3.5 mm/m ,CT定位床纵向移动与扫描中心层面的垂直性小于 2 mm ,均符合国家标准。

1.3.2.2 激光定位灯精度 工具:激光定位灯检测模体或Pentaguide模体、钢板尺、激光水平仪。

方法:(1)内置激光灯定位系统精度。共面性:将白纸垂直放置于内激光灯的冠状面(或矢状面或横断面)整个成像范围内,分别遮挡一侧激光灯评估

两侧激光间的最大偏差,检查内激光灯的共面性,超出 1 mm 需要调整。移动精度:将钢板尺固定在定位床上,分别检查不同方向(x、y和z轴)激光的移动精度,测量激光灯实际移动距离与设定距离的偏差。横断面和矢状面激光灯的垂直性及冠状面的平行性如图6所示,将激光定位灯检测模体置于定位床上,使模体中心定位线与CT内置激光灯定位线完全重合,采用头部扫描协议轴扫,观察扫描图像内标记的位置关系,确保内标记物清晰显示在同一层面,说明内激光灯横断面能准确显示扫描平面且冠状面激光灯与扫描平面垂直。在扫描图像上找到模体的十字线层面,观察模体十字中心与图像中心的重合性,判断内激光灯中心与扫描中心的重合性。退床观察矢状面激光灯与模体十字线的一致性,判断矢状面激光灯与扫描平面的垂直性^[27]。

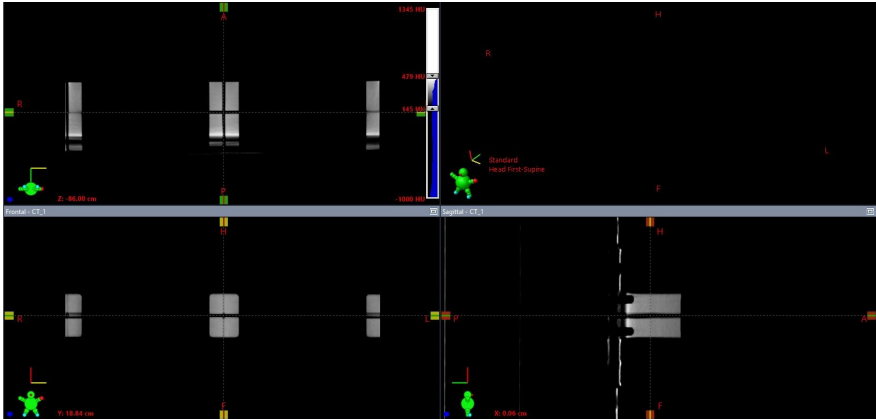


图6 内激光灯与扫描中心重合性示意图
Figure 6 Coincidence between the internal laser lamp and the scanning center

(2)外置(侧向和顶部)激光灯定位系统精度。共面性:将白纸垂直放置于外激光灯的冠状面(或矢状面或横断面)整个成像范围内,分别遮挡一侧激光灯,评估两侧激光灯间的最大偏差,检查外置激光灯的共面性,超出 1 mm 需要调整。移动精度:将钢板尺固定在定位床上,分别检查不同方向(x、y和z轴)激光的移动精度,测量激光灯实际移动距离与设定距离的偏差。横断面和矢状面激光灯的垂直性及冠状面的平行性如图7所示,将激光定位灯检测模体置于定位床上,模体中心定位线与CT外置激光灯定位线完全重合,采用头部扫描协议轴扫,观察扫描图像内标记的位置关系,确保内标记物清晰显示在同一层面,说明外激光灯横断面与扫描中心平行。在扫描图像上找到模体的十字线层面,观察模体十字中

心与图像中心的重合性,判断外激光灯中心与扫描中心的重合性。退床观察矢状面激光灯与模体十字线的一致性,判断矢状面激光灯与扫描平面的垂直性^[27]。

其他方法:胶片检测法^[14];激光灯水平仪检测外激光灯矢状面、冠状面与扫描平面的垂直性^[26]。验收指标:CT内置激光灯定位系统和外置(侧向和顶部)激光灯定位系统的共面性在整个影像平面内的最大误差为 $\pm 1\text{ mm}$ ^[20, 26]、移动精度均为 $\pm 1\text{ mm}$ ^[17, 20, 26]、横断面和矢状面激光灯的垂直性及冠状面的平行性均为 $\pm 2\text{ mm}$ 或 0.5° ^[20, 26]。

CT内置激光灯定位系统和外置(侧向和顶部)激光灯定位系统的共面性均小于 0.5 mm ,移动精度均小于 0.5 mm ,横断面和矢状面激光灯的垂直性及冠

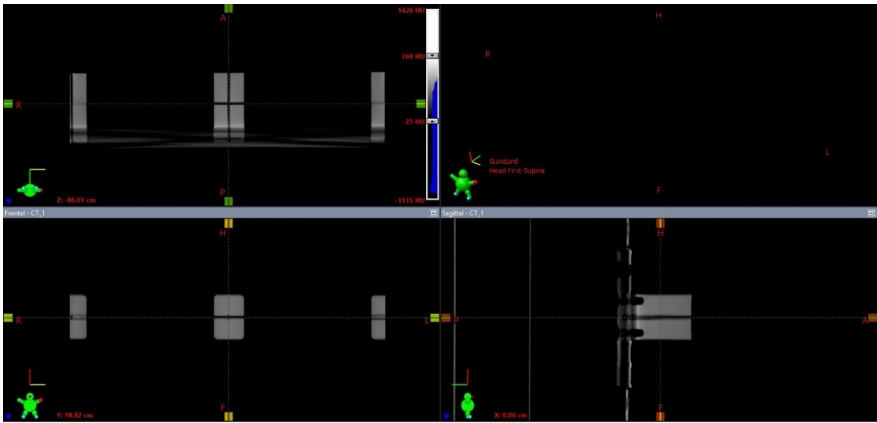


图7 外激光灯与扫描中心重合性示意图
Figure 7 Coincidence between the external laser lamp and the scanning center

状面的平行性均小于 1 mm,符合国家标准,说明CT模拟定位机的激光定位灯精准。

1.3.2.3 扫描架倾角精度 工具:激光定位灯检测模体或Pentaguide模体。

方法:如图8所示,激光定位灯模体置于CT床上,将模体中心定位线与CT激光灯定位线完全重合,采用头部扫描协议轴扫,在扫描图像上找到模体的十字线层面,观察扫描图像可以清晰完整显示模体十字线的竖线。分别升床和降床100 mm,重复上述工作,若模体十字线竖线均清晰完整,确定CT扫描架的0°^[27]。

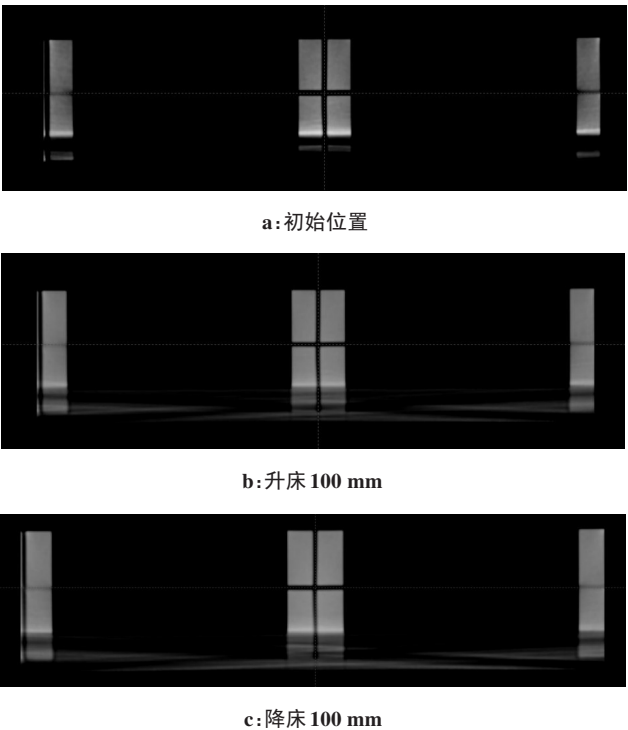


图8 扫描架倾角精度示意图
Figure 8 Gantry inclination accuracy

其他方法:坐标值方法确定机架倾角校正能力^[26]、胶片法^[26]和模体检测法^[14,16]及斜率指示器法^[16]确定机架倾角指示精度。验收指标:±1°^[17,20,26]。

1.3.3 图像质量

1.3.3.1 水CT值、均匀性和噪声 工具:水模体。方法:由于水的CT值是CT模拟定位机重要的基础数据和参数指标,需使用水模体测量水CT值。采用厂家提供的水模体进行水CT值、噪声和均匀性测量^[28-29]。如图9所示,将水模体与扫描层面垂直,置于扫描野中心。选择临床头部扫描协议,扫描水模体得到均匀的CT图像,并在扫描图像内选取5个测量区域,即模体中心和上、下、左、右距离边缘10 mm处,测量水CT值及标准偏差。其中CT值测量以上5点的平均值作为水的CT值。

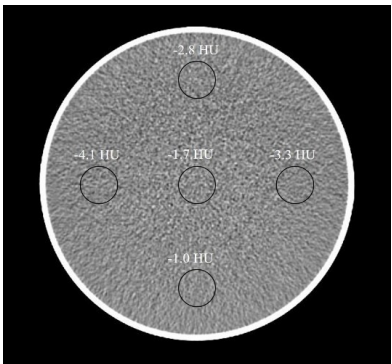


图9 水模体的CT值和均匀性及噪声示意图
Figure 9 Water phantom for CT number, uniformity and noise measurements

均匀性的计算公式为:

$$U = \left| CT_c - CT_p \right|_{\max} \tag{1}$$

其中,CT_c为中心CT值,CT_p为四周CT值,U为均匀

性,即中心CT值与四周CT值的最大偏差。

噪声(标准差)的计算公式为:

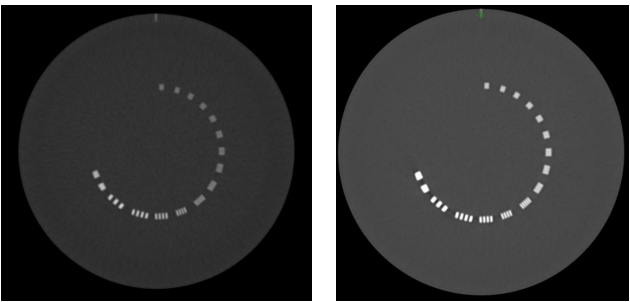
$$n = \frac{\sigma_{\text{水}}}{\text{CT}_{\text{水}} - \text{CT}_{\text{空气}}} \times 100\%$$

(2)

其中, $\sigma_{\text{水}}$ 表示水模体ROI中测量的标准偏差; $\text{CT}_{\text{水}}$ 表示水CT值的测量值; $\text{CT}_{\text{空气}}$ 表示空气CT值的测量值。

其他方法: Catphan604 模体或其他匀制模体(CTDI模体等)测量图像均匀性和噪声^[27, 29-33];软件分析法分析图像均匀性和噪声^[7]。验收指标:水CT值偏差在±4 HU 以内^[14, 16];均匀性偏差在±5 HU 以内^[14, 16];噪声偏差小于 0.35%^[14, 16]。结果:水CT值的偏差为-0.84 HU,噪声的偏差为 0.08%,均匀性的最大偏差为 1.7 HU,均满足国家要求。

1.3.3.2 高对比分辨率 工具: Catphan604 模体。方法:采用 Catphan604 模体的高分辨率模块,与扫描层面垂直,并置于扫描野中心。选择临床头部扫描协议,得到高对比分辨率扫描图像,选择主观直接观察法,CT模拟定位机窗宽设为最小,调节窗位分辨最小的线对数。其他方法:客观分析法(计算调制传递函数MTF)^[14, 17-18, 29];软件分析法^[34]。验收指标:常规扫描条件线对数>6^[14, 17, 26];高分辨扫描条件线对数>11^[14, 17, 26]。结果:如图 10 所示,常规扫描条件下线对数为 8,高分辨率扫描条件下线对数为 11。



a: 常规扫描条件 b: 高分辨率扫描条件

图 10 Catphan604 模体分析 CT 图像的高对比分辨率

Figure 10 High resolution module of Catphan604 phantom for CT image analysis

1.3.3.3 低对比分辨率 工具: Catphan604 模体。方法:采用 Catphan604 模体的低分辨率模块,与扫描层面垂直,并置于扫描野中心。选择临床头部扫描协议,得到低对比分辨率扫描图像,调整至合适的窗宽窗位,观察图像确定能分辨的最低对比度的最小细节直径。在不同标称对比度(1.0%、0.5%和 0.3%)条件下,计算低对比可探测能力^[29]。其他方法:软件分析法^[7]。验收指标:不同标称对比度(1.0%、0.5%和

0.3%)的标准值小于 2.5^[14, 16]。结果:如图 11 所示,在不同标称对比度(1.0%、0.5%和 0.3%)条件下,计算出低对比可探测能力分别为 1.47、0.885 和 0.618,远远小于 2.5,符合国家标准。

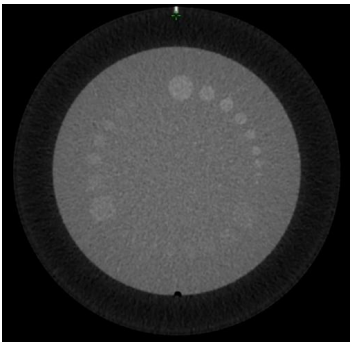


图 11 Catphan604 模体分析 CT 图像的低对比分辨率
Figure 11 Low resolution module of Catphan604 phantom for CT image analysis

1.3.3.4 CT 值准确度及线性 工具: Catphan604 模体。方法:将 Catphan604 模体与扫描层面垂直,并置于扫描野中心。模体自带不同 CT 值的插件,且 CT 值差相差大于 100 HU 以上。选择临床头部扫描协议,得到不同材料的扫描图像,勾选不同材料中心的 ROI 区域,测量不同材料的实测平均 CT 值,并计算各 CT 模块中,标称 CT 值与测量的平均 CT 值之差为该物质的 CT 值,最大差值为 CT 线性的评价参数^[35-36]。其他方法:软件分析法分析 CT 值准确性^[7]。验收指标:CT 线性的评价参数小于 50 HU^[14, 16];K=±0.05,相关系数R≥0.99^[22]。结果:各材料中标称 CT 值与测量的平均 CT 值之差,其中聚甲醛的 CT 值线性相差最大,为 19.54。如图 12 所示,可见 CT 值线性中标称 CT 值与实测 CT 值的线性回归决定系数R²=0.999 7(y=0.990 9x+2.173)。

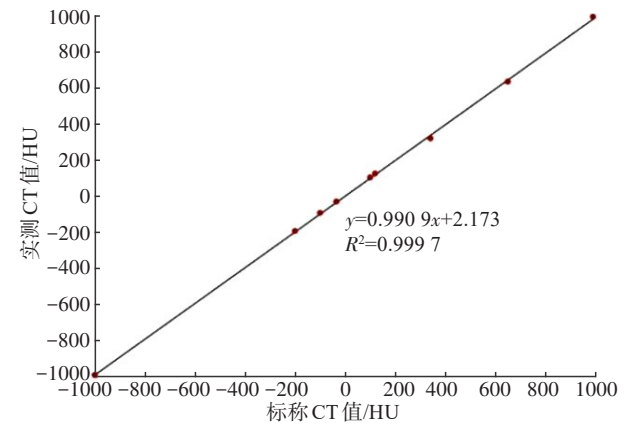


图 12 Catphan604 模体 CT 值线性
Figure 12 CT number linearity of Catphan604 phantom

1.3.3.5 重建层厚 工具: Catphan604 模体。方法: 采用 Catphan604 模体的两对 23° 线坡道模块, 与扫描层面垂直, 并置于扫描野中心。如图 13 所示, 选择临床头部扫描协议, 得到扫描图像, 分别选择不同的扫描层厚 (0.75、1.5、3 和 6 mm) 重建, CT 模拟定位机窗宽

设为最小确定 CT 最高峰值窗位 (即将 CT 窗口关闭至 1 或者最小设置, 斜坡图像完全消失位置时的窗位), 选择 ROI 区域测量平均 CT 值用来确定背景 CT 值, 计算出半高宽窗位后, 测量线坡标记物在 3 点、6 点、9 点和 12 点的影像长度^[34]。

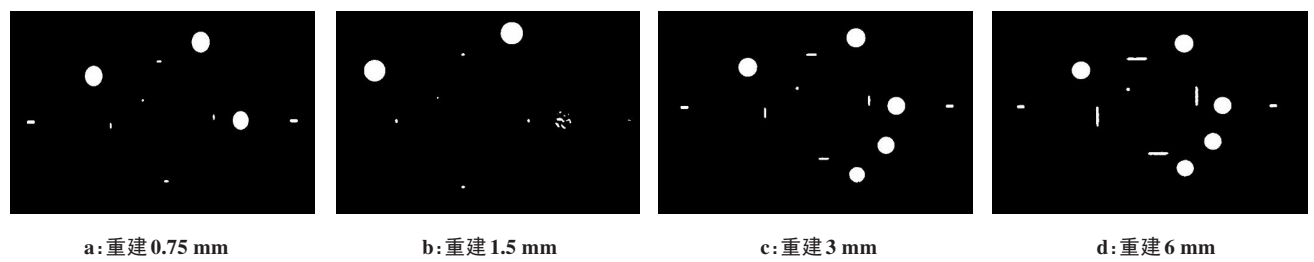


图 13 Catphan604 模体重建层厚示意图
Figure 13 Reconstruction thicknesses of Catphan604 phantom

层厚偏差计算公式如下所示:

偏差=标记物影像长度均值×0.42-标称重建层厚 (标称重建层厚>2 mm 或<1 mm);

偏差=(标记物影像长度均值×0.42-标称重建层厚)/标称重建层厚×100% (1 mm≤标称重建层厚≤2 mm)

其他方法: 使用标记物确定几何关系并计算得到层厚^[14]; 软件分析法^[7]。

验收指标: 层厚≥8 mm 时偏差在±10% 以内^[14]、2 mm<层厚<8 mm 时偏差在±25% 以内^[14]、层厚≤2 mm 时偏差在±40% 以内^[14]。

结果: 头部扫描协议采集到不同图像的层厚, 0.75、1.5、3、6 和 10 mm 层厚绝对偏差和相对偏差分别为 0.05 mm (6.7%)、0.04 mm (2.7%)、0.255 mm (8.5%)、0.615 mm (10.25%) 和 -0.08 mm (0.8%), 误差均符合国家标准。

1.3.4 成像剂量学

1.3.4.1 加权 CT 剂量指数 (CTDI_w) 剂量测量 工具: CT 电离室、静电计、线缆、温度计和气压表。方法: 采用德国 PTW TW30009 CT 电离室和 PTW UNIDOS webline 静电计进行剂量测量。根据激光灯将 CTDI 模体放置于 CT 床上, 采用临床 6 种轴向扫描协议, 分别进行头部和体部模体扫描^[7, 33], 表 1 为具体扫描条件, CTDI_w^[14] 计算公式如下所示:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot D_1 + \frac{2}{3} \cdot \left[\frac{1}{4} \cdot \sum_{i=2}^5 D_i \right]$$

(3)

其中, D_i 为各点测得的空气比释动能值 (mGy), $i=1$ 是中心点的测量值, $i=2\sim5$ 分别表示外周 4 点测量值。

表 1 临床 6 种轴向扫描模式的参数
Table 1 Parameters of 6 axial scanning modes

扫描模式	扫描类型	管电压/kV	管电流/mAs	准直器宽度/mm
SRS	轴扫	120	360	12×1.5
Brain	轴扫	120	100	12×1.5
Neck	轴扫	120	300	12×1.5
Head	轴扫	120	400	12×1.5
Abdominal	轴扫	120	320	12×1.5
Lung	轴扫	120	280	12×1.5

验收指标: 头部模体参数与厂家说明书指标容差应在±15% 之内, 无厂家说明书指标参考应小于 50 mGy^[14-15, 26]; 体部模体参数与厂家说明书指标容差应在±15% 之内, 无厂家说明书指标参考应小于 30 mGy^[14-15, 26]。结果: 如表 2 所示, 头部模体的剂量均小于 50 mGy, 体部模体的剂量均小于 30 mGy, 说明 CT 模拟定位机在模体里测量的剂量性能稳定可靠。

1.3.4.2 射束准直器宽度测量 工具: 胶片、扫描仪。方法: 采用 CT Multi-rule 专用胶片 (GAFchromic CT) 平行放置于 CT 定位床上并固定好位置, 采用不同准直器宽度的扫描协议对胶片进行扫描。利用 EPSON 扫描仪扫描胶片, 分析并读取准直器宽度。验收指标: 基准状态测量。结果: 如表 3 所示, 不同准直器宽度中实际测量的最大偏差为 12×1.5 mm 宽度, 其相对偏差为 11.56%。图 14 显示在不同准直器宽度的胶片扫描示意图。

表 2 6 种不同扫描条件下 CTDI_w 的剂量结果(mGy)
Table 2 CTDI_w dose results under 6 different scanning conditions (mGy)

QA 扫描条件	CTDI _w 头部模体	验收标准	结果	CTDI _w 体部模体	验收标准	结果
SRS	17.55	<50	<50	16.31	<30	<30
Brain	10.44	<50	<50	5.68	<30	<30
Neck	23.87	<50	<50	13.07	<30	<30
Head	29.84	<50	<50	17.86	<30	<30
Abdomen	23.89	<50	<50	13.80	<30	<30
Lung	22.65	<50	<50	12.99	<30	<30

表 3 不同准直器宽度的测量偏差
Table 3 Measurement deviations of different collimator widths

准直器宽度/mm	胶片实际测量/mm	偏差/%
16×0.75	11.79	1.75
16×1.5	25.27	5.29
12×1.5	20.08	11.56



图 14 不同准直器宽度的胶片扫描示意图
Figure 14 Film scanning with different collimator widths

1.3.4.3 空气中 CT 剂量指数(CTDI_{free-in-air})剂量测量 工具:CT 电离室、支架。方法:将 CT 电离室固定在支架上,按照激光灯的位置摆放 CT 电离室,采用临床 6 种轴向扫描协议,得到空气中的剂量指数^[7]。验收指标:头部模体参数与厂家说明书指标容差应在±15%之内,无厂家说明书指标参考应小于 50 mGy^[14-15, 17, 26];体部模体参数与厂家说明书指标容差应在±15%之内,无厂家说明书指标参考应小于 30 mGy^[14-15, 17, 26]。结果:如表 4 所示,6 种不同扫描条件下 CTDI_{free-in-air} 的剂量结果均在 30 mGy 以内,说明 CT 模拟定位机在空气中测量的剂量性能稳定可靠。

表 4 6 种不同扫描条件下 CTDI_{free-in-air} 的剂量结果偏差(mGy)
Table 4 CTDI_{free-in-air} dose result bias under 6 different scanning conditions (mGy)

QA 扫描条件	CTDI _{free-in-air}	验收标准	结果
SRS	25.56	<30	<30
Brain	10.76	<30	<30
Neck	22.74	<30	<30
Head	27.41	<30	<30
Abdomen	23.65	<30	<30
Lung	21.72	<30	<30

1.3.5 放射治疗相关项

1.3.5.1 门控 CT 与 4DCT 采集 工具:QUASAR 呼吸运动模体。方法:QUASAR 呼吸运动模体可通过软件控制模体的运动频率和幅度,模拟患者的呼吸运动,结合呼吸门控系统,在 CT 模拟定位机上采集模拟呼吸运动的图像信息。将重建图像上传至放疗计划系统,获取 4DCT 的最大密度投影图像进行计划设计,并在加速器治疗端执行计划,完成端对端的实验测试^[37]。其他方法:其他呼吸运动模体^[38-44]。验收指标:功能性正常^[3-4, 19, 25]。

1.3.5.2 CT 值电子密度标定 工具:Gammex_1467 型号头部和体部一体式模体或 CIRS 头部和体部一体式模体。方法:CT 电子密度标定对放疗计划系统的剂量计算至关重要,不同能量下采集的 CT 值具有一定差异。本研究选择 4 个能量进行测量,探究不同能量对 CT 电子密度的影响。按照激光灯将 Gammex_1467 型号头部和体部一体式模体摆放于 CT 床上,采用不同扫描协议(80、100、120 和 140 kV)在 3 mm 层厚下扫描,测量出不同组织插件对应的平均 CT 值^[45]。验收指标:电子密度误差在 0.02 以内^[24];相对于验收时的基线值在±2% 以内^[26]。结果:图 15 显示为 Gammex 电子密度模体在 80、100、120 和 140 kV 4 种扫描协议的 CT 值到相对电子密度的转换曲线。结果显示对于不同材料的影响不同:高密度材料的 CT 值差异显著,低密度材料的 CT 值无明显差异。以 120 kV 曲线 CT 值为基准,随着电压的升高 CT 值越低,140 kV 电子密度曲线钢材料偏差最大为 1 032.3 HU (9.5%)。100 kV 电子密度曲线钢材料偏差最大为 2 113.4 HU (19.5%),80 kV 电子密度曲线钛合金材料偏差最大为 3 659.2 HU (55.8%)。在临床应用中,将 4 种不同能量的 CT 电子密度转换曲线导入计划系统中建模,可根据扫描部位或能量的不同选择相对应的电子密度转换曲线分别进行剂量计算,以保证剂量计算的精度和准确性。

1.3.5.3 FOV/EFOV 的 CT 值一致性 工具:CTDI 体部模体。方法:根据激光灯位置将 CTDI 模体置于

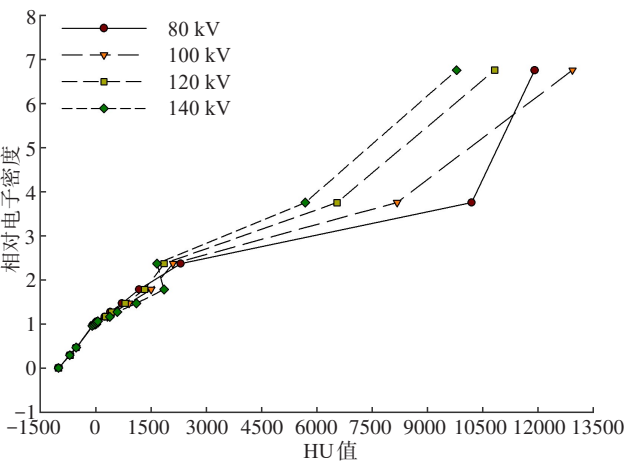


图15 Gammex 模体在4种扫描模式下的CT灰度值到电子密度转换曲线
Figure 15 CT value–electron density conversion curves of Gammex phantom in 4 scanning modes

CT床,与扫描层面垂直,并置于扫描野中心。采用头部扫描协议扫描,将CTDI模体分别置于射野等中心、升床5、10、14、18、19 cm至FOV和EFOV边缘,得到均匀性扫描图像,并在扫描图像内选取4个测量区域,距离上、下、左右边缘10 mm处,测量CT值,读取CT床不同高度时FOV的CT值,评估不同FOV的CT值一致性^[46-47]。其他方法:可以用其他匀制模体代替。验收指标:基准状态测量。结果:当床上升14 cm时,正好到达FOV=600 mm的边缘,表5结果显示,当模体在EFOV=650 mm范围边缘时,与等中心CT值(FOV=600 mm)均匀性的最大偏差为6.8 HU(5.11%)。随着床的不断上升,CT值的均匀性逐渐增大,升床19 cm时到EFOV=700 mm边界时,与等中心CT值(FOV=600 mm)的均匀性最大偏差为103.7 HU(45.1%)。在对患者进行摆位时,尽量将患者的肿瘤靶区中心置于CT床的等中心位置,能保证剂量计算的准确性。

表5 CT床不同高度时不同FOV的CT值一致性(HU)
Table 5 CT numbers consistency of different FOV at different heights of CT couch (HU)

高度	FOV=600 mm	EFOV=650 mm	EFOV=700 mm
等中心	126.4±7.3	126.1±5.3	125.9±6.3
升床5 cm	128.9±7.6	128.6±6.6	129.2±7.3
升床10 cm	132±8.0	131.7±7.0	132.2±7.6
升床14 cm	133.3±11.6	133.2±8.1	131.9±9.9
升床18 cm	152.8±14.3	153.3±10.3	153.8±14.3
升床19 cm	229.3±16.5	230.8±20.4	230.1±22.4

1.3.5.4 与TPS数据通信一致性 工具:固体水、电离室、金属丝等。方法:CT图像几何方面主要包括成像参数(如扫描层厚、数字标尺和部分容积效应等)、图像伪影和失真等。CT数据传输方面主要包括数据传输(有无丢失)、坐标(是否一致)、图像显示尺寸、图像的几何位置和方向(左右和头脚方向、仰卧位时的上下方向)等。将不同厚度的固体水组成的水模体进行CT扫描并上传至TPS,将扫描显示的水模体轮廓尺寸与实际尺寸进行比较。验收指标:功能性正常^[23-24,26]。结果:TPS中水模体的轮廓尺寸与模体实际尺寸如图16所示,偏差在±1 mm以内^[24]。关于高密度造成的伪影,本中心建议将其勾画出来并指定成该组织的平均CT值,减少伪影造成的不准确。

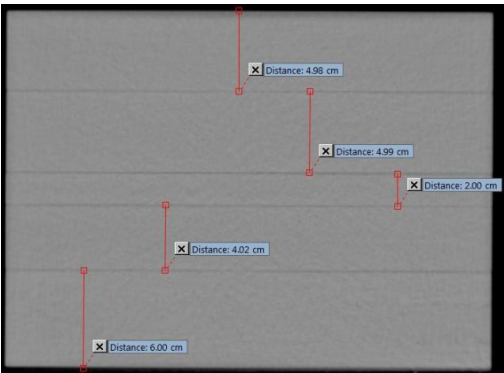


图16 Eclipse 治疗计划系统水模体轮廓显示尺寸
Figure 16 Outline size of water phantom of Eclipse treatment planning system

1.3.5.5 外置激光灯操控性 工具:外置激光灯操作手控盒(LAP公司)。方法:采用外置激光灯手控盒,在x、y和z轴方向分别移动5、10和20 cm,归零后是否会回到最初零点的位置。验收指标:功能性正常。

1.3.5.6 高压注射器连通性 工具:高压注射器。方法:高压注射器连通后,操作台显示器会显示准备注射字样,增强剂注入后会显示倒计时注射时间。验收指标:功能性正常。

1.3.5.7 后处理工作站、登记系统、扫码枪、胶片打印机、叫号系统、放疗信息管理系统等连通性 方法:每日检查后处理工作站的图像是否可上传至计划系统;登记系统、扫码枪、胶片打印机和叫号系统能否正常使用;放疗信息管理系统的工作站是否可以通信,包括记录和核查信息等。验收指标:功能性正常。

1.3.6 安全性

1.3.6.1 CT辐射防护 工具:防护检测仪。方法:采用

防护检测仪,测量X射线源组件的防护层距焦点1 m处漏射线的空气比释动能率。CT机房门外设置电离辐射警告标志,并安装醒目的工作状态指示灯,同时检查CT机房面积,机房内不应堆放无关杂物,保持良好的通风。验收指标:空气比释动能率 $<1.0\text{ mGy/h}^{[2,15,26]}$;CT工作时指示灯显示良好^[2,15];机房面积 $\geq 30\text{ m}^2$,单边长度 $\geq 4\text{ m}^{[2,15]}$ 。

1.3.6.2 CT机房屏蔽测量 工具:防护检测仪。方法:采用防护检测仪,测量四面墙体(距机房墙体或防护门30 cm处)、地板(距地面高度130 cm处)、顶棚(距顶棚100 cm处)、机房地面下方(距楼下地面170 cm处)的周围剂量当量率。验收指标:周围剂量当量率 $<2.5\text{ }\mu\text{Sv/h}^{[2,15]}$ 。

1.3.6.3 门锁连接装置 目的:确保门打开时光束关闭,门未关闭时防止光束亮,对人员安全很重要。方法:执行两种测试用来检查两种模式:(1)当光束打开时,打开治疗室门,光束应立即关闭。(2)门打开时,尝试打开光束,光束应保持关闭,CT模拟机不能出束^[26]。验收指标:功能性正常^[20-21,26]。

1.3.6.4 语音通话 方法:打开语音通话系统说话,控制台人员对着麦克风讲话机房内人员能够听到对方的说话,关闭语音通话系统,机房内人员说话操作室的工作人员能听到对方说话。验收指标:功能性正常^[20-21]。

1.3.6.5 门防夹 方法:防护门在关闭过程中遮挡红外感应装置,确认防护门是否停止关闭或处于打开状态。验收指标:功能性正常^[26]。

1.3.6.6 主机拷贝权限设置 方法:网络管理员根据临床机构需求,限制对主机拷贝权限的访问。当主机拷贝权限禁止使用时,插入光盘或U盘等软件时无法进行内容拷贝。验收指标:功能性正常。

2 质控方案设计、推荐容差与示例结果

结合相关法规、指南、文献与临床经验,以本中心新装机的CT模拟定位机为示例,将机械、图像质量、成像剂量、放疗相关项及安全性5方面较为重要的参数进行验收与服役测试,表6记录并统计了各个主要项目的结果。

3 讨论

本研究目的是提出一套适用于放疗大孔径CT模拟定位机验收与服役测试方案。COMP报告提到放疗CT定位是以获取患者CT数据作为参考点,提供放疗所需的解剖学、几何学和相对电子密度信息,使其尽可能准确地模拟患者靶区的形状和解剖结

构,实现 $\pm 1\text{ mm}$ 和 $\pm 1^\circ$ 范围内的机械精度^[48]。AAPM TG66号报告提出CT定位床应在负载不小于75 kg时进行验收、服役和质控测试,定位激光灯的准确性直接影响患者皮肤表面标记线精度和治疗时的可重复性。CT定位床和激光灯作为放疗最重要的辅助工具,确保两者的精度是保证放疗一致性的重要前提。

常规诊断CT要求图像清晰便于临床诊断,而放疗大孔径模拟定位CT机不仅需要较高的图像质量用于勾画靶区和危及器官,且辐射剂量要低,还应保证图像CT值的准确^[12]。有研究表明管电压改变对CT值影响最为显著,主要与高密度模块中高原子序数材料对光电效应敏感程度有关^[49]。Rezace等^[7]提出图像质量好坏和剂量大小与管电压的高低有一定关系。

AAPM TG66号报告^[4]、TG76号报告^[19]、COMP报告^[24]和加拿大卫生部安全法规35号报告^[25]都强调4DCT在放疗过程中的重要性。临床使用4DCT时,测量患者呼吸运动的幅度,选取适合的呼吸时相重建数据至关重要。目前呼吸运动管理常用的方法有自由呼吸、抑制呼吸、呼气屏气和门控技术4种^[50]。本中心配备有RPM、C-Rad和AlignRT 3种第三方呼吸门控辅助系统,开始扫描的首要条件是出现稳定的呼吸波形,应根据患者的呼吸频率、振幅和自身呼吸特点,采集肺部或肝脏等呼吸运动幅度较大部位的数据进行4DCT重建。CT每年检测、更换球管或维修后需进行剂量测量,保证4DCT剂量的准确性。

有研究显示CT值电子密度标定误差会导致辐射剂量差异超过3%^[51],因此CT电子密度的准确性不容忽视。如放疗计划系统只能设置1条CT电子密度曲线,建议采用120 kV的电压进行建模^[52]。CT模拟定位机在临床应用前需要验收和服役测试,维修后需重新质控校准,以确保剂量计算的精度。

在扫描图像中心CT值有较高准确性,但在FOV附近和外围可见较大伪影,采用EFOV重建后剂量误差在2.5%范围内^[53]。当扫描范围超出FOV后,重建图像由于截断的投影产生图像伪影,边缘区域图像的均匀性直接影响CT值的大小^[47]。表5结果显示,当FOV在600 mm范围内时,CT值的一致性在7 HU以内,对放疗计划剂量计算的影响较小,当超出600 mm范围时,则对剂量计算的影响较大。主要受到CT模拟定位机本身性能影响,在日常工作中应加强质控,CT定位时尽可能将扫描中心区域放在FOV的中心。对于某些特殊体位或过于肥胖的患者,要更加注意FOV带来的影响,可选择700 mm的EFOV进行CT模拟定位。

表 6 CT 模拟定位机主要验收项目统计结果分析

Table 6 Statistical results of the main acceptance items for big bore CT simulator

测试内容	指标	检测频率	标准值	测量值
机械内容	CT 定位床移动精度	日检	$\pm 1\text{ mm}^{[17, 20, 26]}$	<1 mm
	CT 定位床测量精度	日检	$\pm 1\text{ mm}^{[17, 20, 26]}$	<1 mm
	CT 定位床升降到位精度	日检	$\pm 1\text{ mm}^{[17, 20, 26]}$	<1 mm
	CT 定位床面与水平面的平行度精度	日检	$\leq 3.5\text{ mm/m}^{[17, 20]}$	<3.5 mm/m
	CT 定位床纵向移动与扫描中心层面的垂直性	日检	$\pm 2\text{ mm}^{[20, 26]}$	<2 mm
	内置激光灯定位系统共面性	日检	$\pm 1\text{ mm}^{[20, 26]}$	<0.5 mm
	内置激光灯定位系统移动精度	日检	$\pm 1\text{ mm}^{[17, 20, 26]}$	<0.5 mm
	内置激光灯定位系统横断面和矢状面激光灯的垂直性及冠状面的平行性	日检	$\pm 2\text{ mm}$ 或 $0.5^{\circ[20, 26]}$	<1 mm
	外置(侧向和顶部)激光灯定位系统共面性	日检	$\pm 1\text{ mm}^{[20, 26]}$	<0.5 mm
	外置(侧向和顶部)激光灯定位系统移动精度	日检	$\pm 1\text{ mm}^{[17, 20, 26]}$	<0.5 mm
	外置激光灯定位系统横断面和矢状面激光灯的垂直性及冠状面的平行性	日检	$\pm 2\text{ mm}$ 或 $0.5^{\circ[20, 26]}$	<1 mm
	扫描架倾角精度	日检	$\pm 1^{\circ[17, 20, 26]}$	<1°
图像质量	CT 值	月检	$\pm 4\text{ HU}^{[14, 16]}$	-0.84 HU
	均匀性	月检	$\pm 5\text{ HU}^{[14, 16]}$	1.7 HU
	噪声	月检	$<0.35\%^{[14, 16]}$	0.08%
	高对比分辨力	月检	常规扫描条件:线对数 $>6.0^{[14, 16]}$	8
	低对比分辨力	月检	$<2.5^{[14]}$	<2.5
	CT 值线性	月检	$50\text{ HU}^{[14]}$	19.54 HU
	层厚(slice, s)	月检	$s\geq 8\text{ mm}; \pm 10\%^{[14]}$	<10%
		月检	$2\text{ mm}<s<8\text{ mm}; \pm 25\%^{[14]}$	<25%
成像剂量学		月检	$s\leq 2\text{ mm}; \pm 40\%^{[14]}$	<40%
	CTDI _w 剂量测量	季检	头部 $<50^{[14]}$	<50
		季检	体部 $<30^{[14]}$	<30
	射束准直器宽度测量	季检	基准状态测量	-
	CTDI _{free-in-air} 剂量测量	季检	头部 $<50^{[14]}$	<50
放射治疗相关项		季检	体部 $<30^{[14]}$	<30
	门控 CT 与 4DCT 采集	日检	功能性正常 ^[3-4, 19, 25]	-
	CT 值电子密度标定	月检	$0.02^{[24]}$	<0.02
	FOV/EFOV 的 CT 值一致性	季检	基准状态测量	-
	与 TPS 数据通信一致性	日检	功能性正常 ^[23-24, 26]	-
	外置激光灯操控性	日检	功能性正常	-
	高压注射器连通性	日检	功能性正常	-
	后处理工作站、登记系统、扫码枪、胶片打印机、叫号系统、放疗信息管理系统等连通性	日检	功能性正常	-
安全性	CT 辐射防护	年检	空气比释动能率 $<1.0\text{ mGy/h}^{[2, 15, 26]}$	<1.0 mGy/h
	CT 工作时指示灯	日检	显示良好 ^[2, 15]	-
	机房面积及单边长度	年检	机房面积 $\geq 30\text{ m}^2$, 单边长度 $\geq 4\text{ m}^{[2, 15]}$	机房面积 $\geq 30\text{ m}^2$, 单边长度 $\geq 4\text{ m}$
	CT 机房屏蔽测量	年检	周围剂量当量率 $<2.5\text{ }\mu\text{Sv/h}^{[2, 15]}$	<2.5 $\mu\text{Sv/h}$
	门锁连接装置	日检	功能性正常 ^[20-21, 26]	-
	语音通话	日检	功能性正常 ^[20-21]	-
	门防夹	日检	功能性正常 ^[26]	-
	主机拷贝权限设置	年检	功能性正常	-

4 总结与展望

目前多能CT影像技术飞速发展,与放疗定位的融合将促进CT模拟定位技术的发展,能有效提高CT成像质量和降低成像剂量。本文探究飞利浦大孔径CT模拟定位机的机械、图像质量、辐射剂量、放疗相关项及安全性5个方面检测项目的参考方法和容差标准,提出一套适用于放疗大孔径CT模拟定位机验收与服役测试方案,用以保证模拟定位过程的安全性及精确性。

【参考文献】

- [1] Lin PJ, Beck TJ, Borrás C, et al. Specification and acceptance testing of computed tomography scanners[EB/OL]. (1993-05). https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_39.pdf.
- [2] Fraass B, Doppke K, Hunt M, et al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning[J]. Med Phys, 1998, 25(10): 1773-1829.
- [3] Després P, Gaede S. COMP report: CPQR technical quality control guidelines for CT simulators[J]. J Appl Clin Med Phys, 2018, 19(2): 12-17.
- [4] Mutic S, Palta JR, Butker EK, et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66[J]. Med Phys, 2003, 30(10): 2762-2792.
- [5] 邓小武, 黄劭敏, 祁振宇. CT模拟机的质量控制和质量保证检验[J]. 中国肿瘤, 2004, 13(9): 546-550.
Deng XW, Huang SM, Qi ZY. Quality control and quality assuring requirements of CT-simulator[J]. China Cancer, 2004, 13(9): 546-550.
- [6] Aird EG, Conway J. CT simulation for radiotherapy treatment planning[J]. Br J Radiol, 2002, 75(900): 937-949.
- [7] Rezaee M, Letourneau D. Assessment of image quality and dosimetric performance of CT simulators[J]. J Med Imaging Radiat Sci, 2019, 50(2): 297-307.
- [8] 中华医学会放射肿瘤治疗学分会放疗技术学组, 中国医师协会医学技师专业委员会. CT模拟定位技术临床操作指南中国专家共识(2021版)[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2021, 30(6): 535-542.
Radiotherapy Technology Group of Radiation Oncology Branch of Chinese Medical Association, Medical Technician Professional Committee of Chinese Medical Doctor Association. Chinese expert consensus on clinical operation guidelines of CT simulation positioning technology (2021 edition) [J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2021, 30(6): 535-542.
- [9] Deng J, Chen Z, Roberts KB, et al. Kilovoltage imaging doses in the radiotherapy of pediatric cancer patients[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2012, 82(5): 1680-1688.
- [10] Kawahara D, Ozawa S, Nakashima T, et al. Absorbed dose and image quality of Varian TrueBeam CBCT compared with OBI CBCT[J]. Phys Med, 2016, 32(12): 1628-1633.
- [11] McNair HA, Harris EJ, Hansen VN, et al. Magnitude of observer error using cone beam CT for prostate interfraction motion estimation: effect of reducing scan length or increasing exposure[J]. Br J Radiol, 2015, 88(1054): 20150208.
- [12] Garcia-Ramirez JL, Mutic S, Dempsey JF, et al. Performance evaluation of an 85-cm-bore X-ray computed tomography scanner designed for radiation oncology and comparison with current diagnostic CT scanners[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2002, 52(4): 1123-1131.
- [13] Lee JS, Ye SJ, Kim EH. A study on optimal scan conditions of big bore multi-slice computed tomography based on radiation dose and image noise[J]. Radiat Prot Dosimetry, 2011, 146(1/3): 237-240.
- [14] 中华人民共和国卫生部, 中国国家标准化管理委员会. X射线计算机断层摄影装置质量保证检测规范: GB 17589-2011[S]. 北京: 中国标准出版社, 2011.
Ministry of Health of the People's Republic of China, Standardization Administration of the People's Republic of China. Specifications for quality assurance test for computed tomography X-ray scanners: GB 17589-2011[S]. Beijing: Standards Press of China, 2011.
- [15] 中华人民共和国国家卫生健康委员会. 放射诊断放射防护要求: GBZ 130-2020[S]. 北京: 中国标准出版社, 2020.
National Health Commission of the People's Republic of China. Requirements for radiological protection in diagnostic radiology: GBZ 130-2020[S]. Beijing: Standards Press of China, 2020.
- [16] 中华人民共和国国家卫生健康委员会. X射线计算机断层摄影装置质量控制检测规范: WS 519-2019[S]. 北京: 中国标准出版社, 2019.
National Health Commission of the People's Republic of China. Specification for testing of quality control in X-ray computed tomography: WS 519-2019[S]. Beijing: Standards Press of China, 2019.
- [17] 国家市场监督管理总局. 医用诊断螺旋计算机断层摄影装置(CT)放射治疗模拟定位X射线辐射源检定规程: JJG 1179-2021[S]. 北京: 中国标准出版社, 2021.
State Administration for Market Regulation. Medical diagnostic X-ray radiation sources for spiral computed tomography(CT) radiation therapy simulating localization: JJG 1179-2021[S]. Beijing: Standards Press of China, 2021.
- [18] 国家质量监督检验检疫总局. 医用诊断螺旋计算机断层摄影装置(CT)X射线辐射源检定规程: JJG 961-2017[S]. 北京: 中国标准出版社, 2017.
General Administration of Quality Supervision, Inspection and Quarantine. Medical diagnostic X-ray radiation source for spiral computed tomography(CT): JJG 961-2017[S]. Beijing: Standards Press of China, 2017.
- [19] Ma CM, Coffey CW, DeWerd LA, et al. AAPM protocol for 40-300 kV X-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology[J]. Med Phys, 2001, 28(6): 868-893.
- [20] Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task group 142 report: quality assurance of medical accelerators[J]. Med Phys, 2009, 36(9): 4197-4212.
- [21] Hanley J, Dresser S, Simon W, et al. AAPM task group 198 report: an implementation guide for TG 142 quality assurance of medical accelerators[J]. Med Phys, 2021, 48(10): e830-e885.
- [22] NCRP. NCRP report No. 99, quality assurance for diagnostic imaging purchase[EB/OL]. (2015-06-01). <https://ncrponline.org/publications/reports/ncrp-report-99/>.
- [23] IEC. Radiotherapy equipment - coordinates, movements and scales: IEC 61217: 2011[S]. Geneva: IEC, 2011.
- [24] Villarreal-Barajas JE. COMP report: CPQR technical quality control guidelines for treatment planning systems[J]. J Appl Clin Med Phys, 2018, 19(2): 35-38.
- [25] Health Canada Safety code 35: safety procedures for the installation, use and control of X-ray equipment in large medical radiological facilities[Z]. 2008.
- [26] 国家癌症中心/国家肿瘤质控中心. CT模拟机质量控制指南: NCC/T RT 006-2021[S]. 北京: 国家肿瘤质控中心, 2021.
National Cancer Center/National Cancer Quality Control Center. Quality control guidelines for computed tomography simulator: NCC/T-RT 006-2021[S]. Beijing: National Cancer Quality Control Center, 2021.
- [27] Abou-Elenein HS. Quality assurance for computed-tomography simulator: in home Z-phantom for mechanical tests of the couch and the gantry[J]. Chin Ger J Clin Oncol, 2013, 12(5): 237-242.
- [28] 时飞跃, 柏正璐, 秦伟. 西门子CT模拟机水的CT值、图像噪声和管电压长期稳定性分析[J]. 中国医学物理学杂志, 2017, 34(12): 1232-1235.
Shi FY, Bai ZL, Qin W. Long-term stability of CT number of water, image noise and tube voltage for a SIEMENS CT-simulator[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2017, 34(12): 1232-1235.
- [29] Tomic N, Papaconstadopoulos P, Aldelaijan S, et al. Image quality for radiotherapy CT simulators with different scanner bore size[J]. Phys Med, 2018, 45: 65-71.
- [30] 章伟敏, 王志康, 丁文洪. 螺旋CT机的CT值均匀性检测方法的探讨[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2003, 23(5): 368-370.
Zhang WM, Wang ZK, Ding WH. Investigation of testing method on spiral CT uniformity[J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2003, 23(5): 368-370.
- [31] 林意群, 冯晓刚, 洪德明, 等. 用Catphan体模进行CT机的QA检测

- 方法研究[J]. 中国医学物理学杂志, 1999, 16(3): 161-164.
- Lin YQ, Feng XG, Hong DM, et al. Methods of QA test for CT scanner with the Catphan[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 1999, 16(3): 161-164.
- [32] 时飞跃, 柏正璐, 秦航, 等. 西门子CT模拟机图像均匀性的长期稳定性分析[J]. 中国医学物理学杂志, 2018, 35(9): 1035-1038.
- Shi FY, Bai ZL, Qin H, et al. Long-term stability of image uniformity for a SIEMENS CT simulator[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2018, 35(9): 1035-1038.
- [33] Lee JS, Ye SJ, Kim EH. A study on optimal scan conditions of Big Bore multi-slice computed tomography based on radiation dose and image noise[J]. Radiat Prot Dosimetry, 2011, 146(1/3): 237-240.
- [34] Davis AT, Palmer AL, Pani S, et al. Assessment of the variation in CT scanner performance (image quality and Hounsfield units) with scan parameters, for image optimisation in radiotherapy treatment planning[J]. Phys Med, 2018, 45: 59-64.
- [35] 任军, 时飞跃, 柏正璐. 西门子CT模拟机CT直线性的稳定性分析[J]. 中国医疗设备, 2018, 33(6): 85-87.
- Ren J, Shi FY, Bai ZL. Stability analysis of CT number linearity for a SIEMENS sensation open CT-simulator[J]. China Medical Devices, 2018, 33(6): 85-87.
- [36] 彭文献, 彭天舟, 叶小琴, 等. CT扫描参数对人体组织CT值影响的研究[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2010, 30(1): 79-81.
- Peng WX, Peng TZ, Ye XQ, et al. Effect of CT scanning parameters on CT number[J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2010, 30(1): 79-81.
- [37] Yoganathan SA, Maria Das KJ, Agarwal A, et al. Magnitude, impact, and management of respiration-induced target motion in radiotherapy treatment: a comprehensive review[J]. J Med Phys, 2017, 42(3): 101-115.
- [38] 杨露, 张英杰, 李光俊, 等. 主动呼吸控制和四维CT技术在肺部肿瘤立体定向放射治疗中的应用[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2016, 36(9): 667-671.
- Yang L, Zhang YJ, Li GJ, et al. Application of active breathing control (ABC) and four dimensional CT technology in stereotactic radiotherapy of lung tumor[J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2016, 36(9): 667-671.
- [39] Born KJ, Oechsner M, Wiegandt M, et al. Moving targets in 4D-CTs *versus* MIP and AIP: comparison of patients data to phantom data[J]. BMC Cancer, 2018, 18(1): 760.
- [40] Liang J, Lack D, Zhou J, et al. Intrafraction 4D-cone beam CT acquired during volumetric arc radiotherapy delivery: kV parameter optimization and 4D motion accuracy for lung stereotactic body radiotherapy (SBRT) patients[J]. J Appl Clin Med Phys, 2019, 20(12): 10-24.
- [41] Hashimoto S, Katsurada M, Muramatsu R, et al. Effect of a device-free compressed shell fixation method on hepatic respiratory movement: analysis for respiratory amplitude of the liver and internal motions of a fiducial marker[J]. Pract Radiat Oncol, 2019, 9(2): e149-e155.
- [42] 刘强, 李楠, 孙彬. 4D-CT重建技术在肝癌精确放疗定位的应用效果[J]. 胃肠病学和肝病杂志, 2016, 25(8): 885-888.
- Liu Q, Li N, Sun B. Effect of 4D-CT reconstruction technique in accurate radiotherapy for hepatocellular carcinoma[J]. Chinese Journal of Gastroenterology and Hepatology, 2016, 25(8): 885-888.
- [43] Han K, Cheung P, Basran PS, et al. A comparison of two immobilization systems for stereotactic body radiation therapy of lung tumors[J]. Radiother Oncol, 2010, 95(1): 103-108.
- [44] Cole AJ, Hanna GG, Jain S, et al. Motion management for radical radiotherapy in non-small cell lung cancer[J]. Clin Oncol (R Coll Radiol), 2014, 26(2): 67-80.
- [45] Ebert MA, Lambert J, Greer PB. CT-ED conversion on a GE lightspeed-RT scanner: influence of scanner settings[J]. Australas Phys Eng Sci Med, 2008, 31(2): 154-159.
- [46] Wu RY, Williamson TD, Sahoo N, et al. Evaluation of the high definition field of view option of a large-bore computed tomography scanner for radiation therapy simulation[J]. Phys Imaging Radiat Oncol, 2020, 13: 44-49.
- [47] Wu V, Podgorsak MB, Tran TA, et al. Dosimetric impact of image artifact from a wide-bore CT scanner in radiotherapy treatment planning[J]. Med Phys, 2011, 38(7): 4451-4463.
- [48] Michalski JM, Purdy JA, Harms W, et al. The CT-simulation 3-D treatment planning process[J]. Front Radiat Ther Oncol, 1996, 29: 43-56.
- [49] 张坤, 李芳, 陈力, 等. 大孔径CT模拟定位机扫描条件对CT值影响分析[J]. 现代肿瘤医学, 2021, 29(9): 1575-1579.
- Zhang K, Li F, Chen L, et al. Analysis of the effect of scanning conditions of brilliance CT big bore on CT value[J]. Journal of Modern Oncology, 2021, 29(9): 1575-1579.
- [50] Caillet V, Booth JT, Keall P. IGRT and motion management during lung SBRT delivery[J]. Phys Med, 2017, 44: 113-122.
- [51] Zurl B, Tiefling R, Winkler P, et al. Hounsfield units variations: impact on CT-density based conversion tables and their effects on dose distribution[J]. Strahlenther Onkol, 2014, 190(1): 88-93.
- [52] Skrzyński W, Zielińska-Dąbrowska S, Wachowicz M, et al. Computed tomography as a source of electron density information for radiation treatment planning[J]. Strahlenther Onkol, 2010, 186(6): 327-333.
- [53] Cheung JP, Shugard E, Mistry N, et al. Evaluating the impact of extended field-of-view CT reconstructions on CT values and dosimetric accuracy for radiation therapy[J]. Med Phys, 2019, 46(2): 892-901.

(编辑: 薛泽玲)